

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : **02-224660**

(43)Date of publication of application : **06.09.1990**

(51)Int.Cl. **A61F 2/44**

A61L 27/00

B32B 25/04

(21)Application number : **01-214016**

(71)Applicant : **JOHNSON & JOHNSON
ORTHOPEDICS INC
UNIV RUTGERS
UNIV MEDICINE & DENTISTRY OF
NEW JERSEY**

(22)Date of filing : **17.08.1989**

(72)Inventor : **CLEMOW ALASTAIR J
CHEN ELIZABETH H
LANGRANA NOSHIR A
PARSONS JOHN R
LEE CASEY K**

(30)Priority

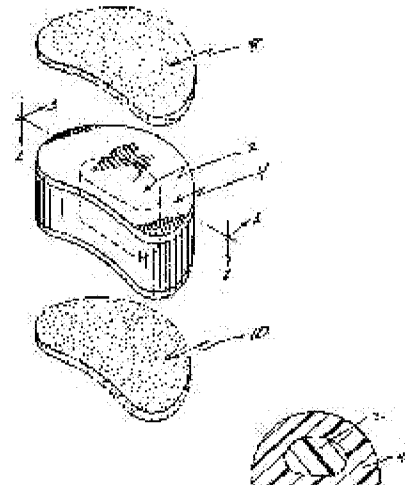
Priority number : **88 233617** Priority date : **18.08.1988** Priority country : **US**
89 382207 **24.07.1989** **US**

(54) INTERVERTEBRAL SPACER AND ITS MANUFACTURE

(57)Abstract:

PURPOSE: To enable a damaged or infected disc to be replaced with an intervertebral spacer by surgical operation, by constituting the spacer by forming a central core from a soft biocompatible elastomer, an outer ring formed from an elastomer material harder than the core material and surrounding the central core, and attaching end plates on each end part thereof.

CONSTITUTION: This intervertebral spacer has functional and biocompatible characteristics and is constituted of a core 2, an outer ring 4, and end plates 6, 10. The shape and the size of the core 2 are almost similar to those of the nucleus pulposus of an intervertebral disc, and are formed of a soft biocompatible elastomer. The outer ring 4 is made of an elastic material harder than the core material and is made into a shape and a size almost similar to those of a fibrous ring, and surrounds the core 2 in the



central part. The end plates 8, 10 are made of a suitably hard biocompatible material and one side of each of end plates is attached on the outer ring/central core. The core 2 occupies 20–50% of the area of the spacer and the outer ring 4 occupies 50–80% of the spacer.



⑫ 公開特許公報(A)

平2-224660

⑬ Int. Cl.⁵A 61 F 2/44
A 61 L 27/00
B 32 B 25/04

識別記号

M

庁内整理番号

7603-4C
6971-4C
8517-4F

⑭ 公開 平成2年(1990)9月6日

審査請求 未請求 請求項の数 27 (全10頁)

⑮ 発明の名称 椎間スペーサ及びその製法

⑯ 特 願 平1-214016

⑰ 出 願 平1(1989)8月17日

優先権主張 ⑱1988年8月18日⑲米国(US)⑳233617

⑳ 発 明 者 アラステア ジェー. アメリカ合衆国 08540 ニュージャージー, プリンストン・チェリー ヒル ロード 1085

㉑ 出 願 人 ジョンソン アンド アメリカ合衆国 08903 ニュージャージー, ニューブラ
ジョンソン オーソプ ンズウィック・ジョージ ストリート 501
ディックス インコー
ボレーテッド㉒ 代 理 人 弁理士 丸山 敏之 外1名
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

椎間スペーサ及びその製法

2. 特許請求の範囲

(1) 椎間円板の髄核の形状及び大きさに近似した形状及び大きさであって、柔らかく生物学的にコンパチブルなエラストマー材料から形成した中央コアと、

線維輪の大きさ及び形状に近似した大きさ及び形状であって、コア材料よりもこわいエラストマー材料から形成され、中央コアを取り囲む外側リングと、

適当なこわさを有し、生物学的にコンパチブルな材料から形成され、外側リング及び中央コアの各端部に1つずつ取り付けられた端板とから構成されることを特徴とする椎間スペーサ。

(2) 生物学的にコンパチブルなエラストマー材料は熱可塑性のポリウレタンエラストマーである特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。

(3) 生物学的にコンパチブルなエラストマー材料

は商標名C-Flexで販売されているエラストマーである特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。

(4) 端板は水酸燐灰石を含んでいる特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。

(5) 中央コアを取り囲む外側リングは1～5層であって、各層は硬度の異なる生物学的にコンパチブルなエラストマーから形成される特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。

(6) 生物学的にコンパチブルなエラストマー材料は熱可塑性のポリウレタンエラストマーである特許請求の範囲第5項に記載のスペーサ。

(7) 生物学的にコンパチブルなエラストマー材料は商標名C-Flexで販売されているエラストマーである特許請求の範囲第5項に記載のスペーサ。

(8) 端板は水酸燐灰石を含んでいる特許請求の範囲第5項に記載のスペーサ。

(9) 中央コアを取り囲む外側リングは2～3層であって、各層は硬度の異なる生物学的にコンパチブルなエラストマーから形成される特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。

- (10)生物学的にコンパチブルなエラストマー材料は熱可塑性のポリウレタンエラストマーである特許請求の範囲第9項に記載のスペーサ。
- (11)生物学的にコンパチブルなエラストマー材料は商標名C-Flexで販売されているエラストマーである特許請求の範囲第9項に記載のスペーサ。
- (12)端板は水酸磷灰石を含んでいる特許請求の範囲第9項に記載のスペーサ。
- (13)中央コアは1～5層であって、各層は硬度の異なる生物学的にコンパチブルなエラストマーから形成される特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。
- (14)生物学的にコンパチブルなエラストマー材料は熱可塑性のポリウレタンエラストマーである特許請求の範囲第13項に記載のスペーサ。
- (15)生物学的にコンパチブルなエラストマー材料は商標名C-Flexで販売されているエラストマーである特許請求の範囲第13項に記載のスペーサ。
- (16)端板は水酸磷灰石を含んでいる特許請求の範囲

形状及び大きさであって、柔らかく生物学的にコンパチブルなエラストマー材料から形成した中央コアと、

線維輪の大きさ及び形状に近似した大きさ及び形状であって、コア材料よりもこわいエラストマー材料から形成され、中央コアを取り囲む外側リングと、

適当なこわさを有し、生物学的にコンパチブルな材料から形成され、外側リング及び中央コアの各端部に1つずつ取り付けられた端板とから構成されており、

中央コアを射出成形、トランスファー成形又は圧縮成形する工程、

中央コアの周りに外側リングを成形する工程、但し、2層以上のエラストマーを使用する場合は1層ずつ外側リングを成形する工程、及び

成形完了したコア及び外側リングのアッセンブリに端板を取り付ける工程から構成されることを特徴とする椎間スペーサの製法。

- (24)中央コア及び外側リングは商標名C-Flexで販

売されているエラストマーから形成される特許請求の範囲第23項に記載の製法。

- (17)端板は金属である特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。
- (18)端板は多孔性の金属表面又はポリマー材料を焼結した表面を有している特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。
- (19)端板は隣接する骨と連動することができる特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。
- (20)端板はポリメタクリル酸メチルの骨セメントと共に使用される特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。
- (21)スペーサの大きさは、椎間円板の大きさと略同じである特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。
- (22)スペーサの大きさは、椎間円板の大きさの約30～80%である特許請求の範囲第1項に記載のスペーサ。
- (23)生物学的にコンパチブルな椎間スペーサの製法であって、該スペーサは、
椎間円板の髄核の形状及び大きさに近似した

売されているエラストマーから形成される特許請求の範囲第23項に記載の製法。

- (25)端板をコア及び外側リングのアッセンブリに直接成形することにより、端板がコア及び外側リングのアッセンブリに取り付けられる特許請求の範囲第23項に記載の製法。

- (26)端板は金属製であって、追加のエラストマーを用いてコア及び外側リングのアッセンブリに取り付けられる特許請求の範囲第23項に記載の製法。

- (27)端板は水酸磷灰石又はポリマー材料の層で更にコーティングされる特許請求の範囲第23項に記載の製法。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は機能性にすぐれ、生物学的にコンパチブルな新規な円板スペーサ及びその製法に関する。より具体的には、本発明は正常な円板と同等な生物学的機構特性を備え、機能性にすぐれ生物学的にコンパチブルな(biocompatible)椎間板スペー

サに関する。

(従来技術の説明)

椎間円板又は椎間板(intervertebral disc)は、解剖学的及び機能的な点からいえば複合的なジョイントである。この椎間円板は3つの要素、即ち髄核(nucleus pulposus)、線維輪(annulus fibrosus)及び椎骨端板(vertebral endplates)から構成される。生物医学的な組成、これら構成要素内部での解剖学的配置は、円板の生物力学的機能に関係する。

髄核は円板の横断面積全体の25~40%を占める。髄核は粘液状物質を主体として構成され、該粘液状物質の主成分は蛋白質グリカン(proteoglycans)であって、少量の膠原質を含んでいる。髄核はこのような構成されるから、水を結合させる能力を有しており、通常は70~90重量%の水を含有している。このように水分の含有量が多いから、髄核を機構的な点からみると、非圧縮性であって静水圧材料(hydrostatic material)と記載することができる。円板は線維輪及び椎間靱帯からのテンシ

れたり、損傷することがある。このような事態が発生すると、髄核が脱出して椎管や椎間孔に進入することもある。この状態は、椎間板ヘルニア又は椎間板スリップとして知られている。脊髄神経がこの円板に押されると、神経は部分的に塞がれた孔を通して椎管を出ていくため、その領域で痛みや麻痺を惹起する。椎間板ヘルニアが最も頻繁に発生する部位は下腰部の領域である。この領域で発生する椎間板ヘルニアは、座骨神経を圧迫するから、しばしば体肢(extremities)の機能を低下させる。この状態を緩和するには、問題の円板を外科的処置によって取り除き、隣り合う2つの脊椎を融合(fuse)せねばならない。整形外科学の文献には、数多くの処置法が記載されている。その1つとして、「整形外科学の原理とその応用(Orthopedics-Principles and Their Application) サムエル エル. ツレク、リップニコット カンバニー、第3版、761-763頁に記載された方法を挙げることができる。この文献の方法は、損傷した円板空間と隣り合う2つの脊椎を跨いで脊柱に

ョンを受けるため、脊柱が重量を支持していないときでさえ、円板は一定の圧縮力を受けている。

線維輪は同心の層状構造であり、膠原質の繊維が同心円状にきちんと揃った状態で配され、線維軟骨が無形体の間質物質の中に埋め込まれている。線維輪は脊柱の軸に対して±30度の方向にある。内板の中で、これらの環状層は軟骨質の端板に固定され、最外層は椎体の骨組織の中に直接繋がっている。通常の場合、線維輪は約8~12層で、厚さは前部が後部よりも約1.2~1.5倍厚くなっている。力学的な観点からすれば、線維輪が主たる安定化構造体を構成しており、円板に加わる捩れ力及び曲げ力に抗する作用を有する。円板が正常な場合、1つの円板で椎間ジョイント全体の約35%の捩れ剛性を担う。

2つの椎骨端板は硝子軟骨から成り、円板と、隣接する椎体とを分離している。この層は、堅い骨質の椎体と、柔らかい円板との間の移行ゾーンとして作用する。

脊髄の円板は、外傷又は病気によって位置がず

穴を開設するものである。穴には円筒形のプラグ又は栓が装填され、脊椎を融合できるようにしている。融合法は、症状を除去し、安定したジョイントとしての機能を維持できる点において非常にすぐれているが、融合した脊椎ジョイント運動の全損失を犠牲にするもので、対向、即ち隣り合う体節(segments)の応力を大きくすることになる。隣り合う円板は、セグメントの融合によって堅さ(stiffness)が増大して運動と応力は大きくなる。長期間を経過すると、脊椎の運動力学におけるこの変化によって、これら隣接する円板は変質してしまう。損傷した円板を生物学的機能が同等の円板と交換することにより、患者の脊椎を正常状態に戻すことができるのであれば、より一層望ましいことである。これまでにも、損傷した椎間円板と交換するための人工的ジョイント装置の開発が進められてきたが、正常な円板の構造及び生物学的機構が複雑なためにいまだ成功していない。アメリカ合衆国では、毎年約200,000個の円板が外科的処置によって切除されている。

脊椎を修復するためのその他のスペーサとして、例えば、米国特許3867728号、第4309777号、第4349921号、第4553273号及び第4714469号に開示されたものがある。しかし、これらのスペーサの中に商業的規模にまで発展したものはない。米国特許第4349921号、第4553273号及び4714469号に開示された人工スペーサは、脊椎を安定させるために本体部を剛性としているため、円板内で運動できない問題がある。米国特許第4309777号は、運動を許容する円板から構成され、円板本体の中に配備したバネを用いることによって運動を行なうものである。この装置は構造が複雑になる欠点があり、長期間に亘って使用を続けることができるか否かも疑わしい。

米国特許第3867728号は、椎間円板を、同様な形状及び強度を備える円板と取り替えることのできる装置を開示している。円板はシリコンの如き弾性ポリマーから作られ、ファブリックで強化することもできる。組織内部への成長を促

と同じである。米国特許第3867728号は、装置の最大強度に関してのみ記載しており、弾性特性については何の開示もない。ファブリック層によってエラストマーを補強すれば圧縮強度が大きくなるだけで、圧縮及び振れにおける同じく重要な弾性という問題に取り組んでいない。米国特許第3867728号に開示されたファブリックは、所望の機能特性を具備するために必要な修正(correction)構造を備えていない。このため、米国特許第3867728号の人工装置は円板取替えのために必要な機能的要件を満たしているといえない。

(発明の目的)

本発明は、新規な椎間板スペーサを提供することを目的としており、該スペーサは、化学的、幾何学的及び機能的な点において生物学的にコンパチブルな装置であって、損傷又は病気の円板と取り替えるために使用され、人間の構造体の代用品となり得るものである。

本発明は、正常な円板と略同等な生物学的機構

進するため、上表面と底表面に、ベロア(velour)の如き多孔性材料を配備することもできる。本発明の目的は、人間の通常の行動時における負荷に耐えることのできる装置を提供することにある。このため、円板の構造は、圧縮負荷抵抗だけでなく、高めることができるように補強することが望ましい。

実際、脊椎は圧縮と振れの両負荷を受ける。従って、装置はこの両負荷に耐え得るものでなければならない。人工円板は、高い強度を備えるだけでなく、隣り合う椎体内部に通常の応力が加えられたとき、実際の構造と同じように弾性変形せねばならない。もし堅すぎる構造の場合、円板は殆んど変形しないから、実際の円板はそれが人工円板よりすぐれていても或は劣っていても過度に変形せねばならない。このことは、円板を骨融合した場合でも同様な問題が生じる。

一方、人工円板装置があまり堅くない場合、圧縮又は振れの力が加わると、装置は外に向かって膨らむため、痛みが生じる。これは骨融合の欠点

特性を備え、機能的及び生物学的にコンパチブルな椎間円板スペーサを製造する新規な方法を提供することを他の目的とする。

(実施例の詳細な説明)

本発明の椎間スペーサは、機能性及び生物学的コンパチブルな性質を有しており、コア(2)と、外側リング(4)と、端板(8)(10)とから構成される。コア(2)は椎間円板の髄核の形状及び大きさに略近似させた形状及び大きさであって、柔らかく生物学的コンパチブルなエラストマーから形成される。外側リング(4)はコア材料よりも堅く(stiff)、弾性を備えた材料から作られ、線維輪の形状及び大きさに略近似した形状及び大きさに形成し、中心部のコアを取り囲んでいる。端板(8)(10)は適当に堅い生物学的にコンパチブルな材料から作られ、各端板の一侧が外側リング/中央コアに取り付けられる。望ましい実施例では、コア(2)はスペーサの面積の20~50%を占め、外側リング(4)はスペーサの面積の50~80%を占めている。コアの相対的な大きさと、外側リングの半径方向の厚

さ、材料硬度については、複合的な人工スぺーサの機械的性質が正常な円板の機械的性質に対してより繊細に適合し得るように変えることができる。

コア(2)及び外側リング(4)に使用される弾性材料は、生物学的にコンパチブルな熱可塑性材料であればどんな材料を用いても構わない。人工椎間スぺーサの各構成要素に使用される材料の硬度は、交換しようとする人体の円板と同じ機械的性質を具備し得るように選択される。コア(2)として使用されるエラストマー材料の硬さはショアーAスケールで20~70の範囲内が望ましい。外側リング(4)として使用されるエラストマー材料の硬さはショアーAスケールで40~80の範囲内が望ましい。外側リング(4)は1層でもよいし、硬度の異なるエラストマーを最大5層にして構成してもよい。しかしながら、外側リング(4)は1層にするか又は硬度の異なるエラストマーを3層にするのが望ましい。コア(2)は同じように1層でもよいし、硬度の異なるエラストマーを最大5層にして構成してもよい。なお、1~2層にするのが望ましい。

相対面積及び層の数を選択することにより、スぺーサは軸方向の平均こわさが1000~3500ニュートン/mm、平均捩れこわさが0.8~3.0Nm/度となるようにするのが特に望ましい。スぺーサは、軸方向の平均こわさが2000~3000ニュートン/mm、平均捩れこわさが1~2Nm/度となるようにするのが最も望ましい。スぺーサの特性値がこの範囲内にあるとき、人体の腰椎円板のものに最も近くなる。

本発明のスぺーサに使用される端板(8)(10)は適度なこわさを有し生物学的にコンパチブルな種々の材料から作ることができる。この材料には円板に使用されるエラストマーよりも剛性のあるエラストマーが含まれる。端板の材料は、適度なこわさを有し、比較的剛性であって、ジョイント部内の端板に加えられる生物力学的な応力に耐えることができるものでなければならない。端板は、生物学的にコンパチブルな金属、例えばチタンをブリカッタした円板の如き剛性物質から作ることができるし、或は又、生物学的にコンパチブルな熱可塑性樹脂又は硬度がショアーのAスケールに

本発明に使用できる生物学的にコンパチブルなエラストマー材料として、適度な熱可塑性のエラストマー材料であれば何を用いても構わない。市販の適度な熱可塑性エラストマー材料として、商標名C-Flex(コンセプト インク.)又は商標名Pell ethane(ダウ ケミカル)を例示することができる。本発明に使用される望ましい熱可塑性エラストマーは、コンセプト ポリマー テクノロジーズ インク. (クリアウォーター、フロリダ)が商標名C-Flexにて販売している生物学的にコンパチブルなブロック共重合体であって、ポリシロキサン改良スチレン-エチレン/ブチレン(SEBS)である。これらのエラストマーは最終製品の剛性又はこわさ(stiffness)を変えることができる。本発明は同じエラストマー材料を用い、円板スぺーサの種類に応じて堅さの程度を変えることが望ましいが、円板スぺーサが使用される部位及び層の数に応じて異なるエラストマー材料を使用することも可能である。

本発明の実施例にあつては、エラストマー材料、

て約90~100のポリウレタンエラストマーの如き熱硬化性樹脂の型成形によって作ることもできる。

端板は隣りの骨質椎体に取り付けて機構(mechanism)に一体化することもできる。このような機構には、機械的連結、摩擦嵌合、多孔質焼結表面の如き多孔構造内での成長、水酸磷灰石(hydroxyapatite)のコーティング、ポリアクリル酸メチル(polymethyl methacrylate)の「骨セメント」の如き接合等が含まれるが、これらに限定されるものでない。本発明のスぺーサを製造する方法として、コアと外側部材を、射出成形、トランスファー成形、圧縮成形する方法が挙げられる。

ポリマーの端板を作るには、一般的な成形技術又はキャスト技術を用いることができる。冶金技術によって金属の端板を作ることもできる。金属製端板及びポリマー端板は両者共、隣りの骨質椎体への取付けを容易にするため、多孔性表面又は水酸磷灰石表面とすることができる。これらの表面は多孔質の金属又はポリマー焼結表面となつて、骨セメントと共に使用することができる。

スぺーサを製造するには、通常の場合、まず最初にエラストマー材料から適当な形状及び大きさにコアを成形する。所定量の粉末エラストマーを適当な断面及び肉厚の雌型の中に充填する。充填された型の中に雄部を挿入し、該型を圧縮ラム内部の熱プラテンの間に置き、次に圧縮する。その後、圧力を減じる。材料の熔融温度に達するまで温度を上昇させる。成形品を高温にて保持することにより、接合を容易に行なうことができる。この熔融温度は選択したエラストマー材料の硬度と種類によって変動する。成形品は室温まで冷却される。核を型から外し、ばりが除去される。

次に外側リングの成形が行なわれる。環状型の底部中心に1滴の接着剤を滴下し、予め成形しておいた核を型の底部に固定する。環状部の大きさに応じて所定量の環状成形材料を核の周りに手で充填する。型の雄部を再度位置決めし、圧力を約1000 lbs.まで上昇させる。次に圧力を低下させ、約500 lbs.にて保持する。次に、温度を環状材料の溶融点の温度まで上昇させる。なお、成形品

じて端板の外側表面に加える。水酸燐灰石の端板への取付けは、加熱した表面上に水酸燐灰石の粒子からなる均一な層を展着させて行なうこともできる。粒子の温度は端板材料の溶融温度まで上昇させ、各端板の平らな表面は加熱した水酸燐灰石の中に押し込まれる。高分子表面を多孔質にするには、高分子粒子を表面に焼結するか、或は又、粒子を表面に含有させた後、多孔度を調節しながら別の工程で溶かし込むことによっても行なうことができる。

更に、端板は、隣接する骨表面と機械的に接合できるように成型することもできる。それらは又、その後、表面を粗くすることにより、ポリメタクリル酸メチルの骨セメントを用いて隣接する骨と接合することができる。

スぺーサを、実際の円板の形状に合致するような形状にするには、通常の場合、型を用いて製造される。円板の大きさに変動があるのは勿論であるが、適当な大きさのスぺーサとして、横断面積が1100mm²、外径(major diameter)が44mm、内径

を高温で保持することにより、接合を容易に行なうことができる。成形品は、次に室温まで冷却し、圧力を取り除き、型から外し、ばりを取り除く。外側リング(環状部)を2層以上のエラストマーから構成する場合、エラストマーを1層ずつ、コアからスぺーサの外側エッジに順番に成形する。

追加のエラストマーを用いて、端板(8)(10)を環状体/核アッセンブリの上部及び底部に取り付けることもできる。或は又、予め決められた量の端板用エラストマー材料を適当な型の底面に載せ、均一な層を形成することもできる。環状体/核は端板材料の上部に載せられる。別の均一な材料層を上部に載せ、これを成形して第2の端板を形成する。雄型を位置決めし、先の成形工程と略同じ圧力及び温度サイクルにて実行する。型温度は端板材料の溶融温度まで上昇させる。成形品は高温にて保持することにより、接合を容易に行なうことができる。このようにして端板が成形される。

最後に、水酸燐灰石又は高分子材料の何れか一方から多孔質層を形成し、該多孔質層を必要に応

(minor diameter)が30mmのサイズのものが例示される。

1つのサイズだけでは、全ての人に適合させることはできないし、脊柱のあらゆる位置にあるものにも適合させることができないから、本発明では多種多様な大きさのスぺーサを作ることができるようにしている。本発明のスぺーサは、全直径を実際の円板よりも小さくしており、実際の円板の直径の約30~80%である。この大きさのスぺーサは実際の円板の中央部分だけを取り除いたり、交換した場合にのみ用いることができる。この場合、中央の損傷部又は患部は、除去した部分と略同じ大きさのスぺーサと交換される。このように、損傷部又は患部だけを部分的に交換するにすれば、患者の円板の内、健全部を残しておけるといふ利点がある。種々の型を準備することにより、必要に応じて多種多様なサイズのものを作ることができる。本発明の円板スぺーサは、多種多様なサイズのものを作ることができるから、処置を行なう医師は所望のスぺーサを任意に選択できる。

次に、本発明の人工円板を製造しその機械的性質を調べた。その具体例を実施例1及び2に示す。なお、水酸燐灰石のコーティングをした人工円板のインビボ(in vivo)分析を行ない、その具体例を実施例3として示す。

実施例1

スぺーサの製造は、先ずコアを成形することからスタートし、エラストマー材料から適当な形状及び大きさにコアの成形を行なう。所定量の粉末エラストマーを適当な断面及び肉厚の雌型の中に充填する。充填された型の中に雄部を挿入し、該型を圧縮ラム内部の熱プラテンの間に置く。そして、約1000 lbs.の負荷で型を圧縮する。次に圧力を低下させ、約500 lbs.の負荷で保持する。次に、材料の溶融点の温度に達するまで5℃/分の速度で昇温する。成形コアを高温にて保持することにより、接合を容易に行なうことができる。この溶融温度は選択したエラストマー材料の硬度と種類によって変動する。成形品は室温まで冷却される。核を型から外し、ばりが除去される。

成形して第2の端板を形成する。雄型を位置決めし、先の成形工程と略同じ圧力及び温度サイクルにて成形する。型温度は端板材料の溶融温度まで上昇させる。成形品を高温で保持することにより、接合を容易に行なうことができる。

最後に、水酸燐灰石又は高分子材料の何れか一方から多孔質層を形成し、該多孔質層を必要に応じて端板の外側表面に加える。水酸燐灰石の端板への取付けは、加熱した表面上に水酸燐灰石の粒子からなる均一な層を展着させて行なうこともできる。粒子の温度は端板材料の溶融温度まで上昇させ、各端板の平らな表面は加熱した水酸燐灰石の中に押し込まれる。高分子表面を多孔質にするには、高分子粒子を表面に焼結するか、或は又、粒子を表面に含有させた後、多孔度を調節しながら別の工程で溶かし込むことによっても行なうことができる。

次に外側リングの成形を行なう。環状型の底部中心に1滴の接着剤を滴下し、予め成形しておいた核を型の底部に固定する。環状部の大きさに応じて所定量の環状成形材料を核の周りに手で充填する。型の雄部位置決めを再度行ない、圧力を約1000 lbs.まで上昇させる。次に圧力を低下させ、約500 lbs.にて保持する。次に、環状材料の溶融点の温度まで5℃/分の速度で昇温する。なお、成形品を高温で保持することにより、接合を容易に行なうことができる。成形品は、室温まで冷却し、圧力を取り除き、型から外し、ばりを取り除く。

端板を別々に製造する場合、追加のエラストマーを、環状体/核アッセンブリの上部及び底部に取り付ける。或は又、コア-外リングのアッセンブリの上に端板を直接成形することもできる。予め決められた量の端板用エラストマー材料が、適当な型の底面に層を均一にして載せられる。環状体/核のアッセンブリが、端板材料の上部に載せられる。別の均一な材料層を上部に載せ、これを

実施例2

機械的性質試験

圧縮試験と振れ/圧縮試験を実施した。組成の異なる人工円板を製造し、機械的性質を調べた。圧縮試験装置の軸方向負荷は、200N/分、最大負荷900Nであった。軸方向のこわさ(stiffness)は600~800Nの負荷で測定した。振れ/圧縮試験は軸方向の圧縮負荷を800Nとし、2Nm/sの速度にて、最大回転角度3度に達するまでトルクを加えた。振れこわさを1.5~2.5度の範囲で測定した。

単一要素の円板

硬度組成が同一のC-Flex(商標名)から幾つかの円板を製造した。これらの円板の圧縮特性及び振れ特性を第I表に示す。なお、人体の正常な円板の試験データはL4-L5レベルである。

第 I 表

単一要素の円板の機械的性質

円板 材質	軸方向の平均 こわさ(±SD) (N/mm)	平均振れ こわさ(±SD) (Nm/度)
35A C-Flex	387 (±3)	0.16 (NA)
50A C-Flex	612 (±44)	0.39 (NA)
70A C-Flex	1697 (±105)	0.64 (NA)
90A C-Flex	3937 (±146)	3.92 (NA)
人間	1328 (±241)	2.06 (NA)

NA: 使用不可(not available)

これらのデータは、単一グレードのエラストマーだけでは、圧縮及び振れこわさの両特性をうまく適合させることはできないことを示している。もし、90Aの如き硬いグレードのC-Flexを用いた場合、振れ特性は適合するが、こわさが大きくなりすぎる。これとは逆に、より柔らかい70Aのグレードを使用すると、圧縮強さは所定値に接近す

第 II 表

円板の組成

円板 種類	核材料	核 面積	環状部材料	端板材料
I	35A C-Flex	43%	70A C-Flex	90A C-Flex
II	50A C-Flex	43%	70A C-Flex	90A C-Flex
III	35A C-Flex	35%	70A C-Flex	90A C-Flex
IV	35A C-Flex	43%	50A C-Flex	90A C-Flex

第 III 表

複合要素の円板の機械的性質

円板 種類	軸方向の平均 こわさ(±SD) (N/mm)	平均振れ こわさ(±SD) (Nm/度)
I	1923 (±226)	1.01 (±0.06)
II	2270 (±17)	1.00 (±0.07)
III	2953 (±81)	1.26 (±0.04)
IV	1008 (±55)	0.40 (±0.00)
人間	1328 (±241)	2.06 (NA)

NA: 使用不可(not available)

実際(人間)の円板のレベル:L4-L5

るが、振れ強さは遙かに小さくなってしまう。

複合要素の円板

上記の欠点を解消するため、第 II 表に示す組成の人工円板を製造した。これらの円板の圧縮特性及び振れ特性の試験結果を第 III 表に示す。

(以下余白)

このデータは、環状部と核について、硬度と相対的な大きさを種々変更することにより、人造円板の機械的性質を変えることができることを示している。軸方向の圧縮力の特性は核の大きさ及び硬度に左右され、振れ特性は環状部の大きさと硬度に左右される。更に、人間の正常な円板における軸方向の圧縮特性は、C-Flexが達成できる特性の範囲内である。振れに対する数値は低いが、多くの場合、人工円板を挿入した後、人体の環状部は患者の身体の中に50%以上残っている。更に、脊椎の後部骨質要素もそのまま残っている。このような残存組織によって、その部位における振れ特性を以下に示すように、正常レベルまで向上させることができる。

機能的脊椎ユニット(2つの椎体は共通の円板を有している)のL4/L5円板スペーサに埋め込まれた人造器官について、機械的性質試験を行なった。圧縮及び振れに関するデータを第4図及び第5図に示している。各脊椎ユニットの試験は、そのままの状態にて、単軸圧縮及び、圧縮/振れの

2つの条件にて実施した。圧縮試験は、負荷速度を3.3N/秒に一定にし、負荷をコントロールしながら行なった。圧縮/振れ試験は、圧縮負荷を800Nの一定値に固定して行ない、偏向角度の速度は0.1度/秒に設定した。椎間板の人工器官を埋め込んだ後、これらの試験を繰り返し行なった。各人工器官は単独でも試験を行なった。

実施例3

水酸燐灰石コーティングのインビボ分析

水酸燐灰石の粒子の如き多孔性物質を用いて端板の表面を被覆し、人工器官の骨への固定特性が高められるという利点を明らかにするため、動物実験を行なった。熱可塑性のエラストマーであるC-Flexから小さな円筒体(cylinder)を幾つか製造し、その半分を円板製造と同じ要領にて水酸燐灰石でコーティングした。これらの円筒体をラビットの大腿部末端の骨幹端(metaphyses)に埋め込み、手術後、2週間と4週間経過後の状態を調べた。この状態を調べるのに5匹のラビットを用いた。各ラビットは、一方の大腿部にコーティングした

ne)に密着させたが、線維性の組織は認められなかった。骨が粒状の水酸燐灰石の間隙に成長していくことも観察された。コーティングせずに埋め込んだものは、ポリマー材と骨との間に線維性の組織層が膠原質束の長手方向に伸びているのが認められた。ポリマーとの骨質接触は見られなかった。

(発明の効果)

本発明の円板スペーサを、外科的処置によって損傷又は病気にかった円板と取り替えることによって、脊椎の痛み及び麻痺を緩和することができる。外科医は、患者の年齢、当該損傷又は病気にかった円板の位置に応じて、適当な大きさの円板を選択し、脊椎間に挿入できる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に基づいて製造した脊椎円板スペーサの斜視図、第2図は本発明に基づいて製造した脊椎の円板スペーサの略中心部における横断面図、第3図は本発明に基づいて製造した脊椎の円板スペーサの略中心部における縦断面図、第4

サンプルを使用し、反対側の大腿部にコーティングなしのサンプルを使用した。所定期間の経過後、5匹のラビットの内、4匹について押出し試験(push-out test)を行ない機械的性質を調べた。残りのラビットは組織を調べるのに用いた。

機械的性質試験の結果では、4週間後及び12週間後の両方共、水酸燐灰石でコーティングした方が遙かに高い剪断強度を示した。これは、コーティングなしのポリマー円筒体よりも強固に取り付けられたことを示している。コーティングなしのサンプルは時間の経過と共に剪断応力の向上は認められなかったが、コーティングした方のサンプルは4週から12週の間に強度は引き続いて上昇していった。12週間経過後、コーティングした円筒体を埋め込んだものは、コーティングなしの円筒体を埋め込んだものよりも約5倍の剪断強度を示した。組織の点では、ポリマー表面とのコーティングの付着状態は良好であり、粒子の側面の周りで部分的にウィッキング(wicking)が認められた。水酸燐灰石の表面を柱骨(trabecular bo

図は本発明の円板スペーサ及び実際の円板に軸方向の圧縮テストを行なったときの試験結果を示すグラフ、及び第5図は本発明の円板スペーサ及び実際の円板に軸方向の圧縮振れテストを行なったときの試験結果を示すグラフである。

(2)...コア

(4)...外側リング

(8)(10)...端板

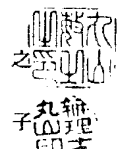
出願人 ジョンソン アンド ジョンソン
オーソペディックス インコーポレーテッド

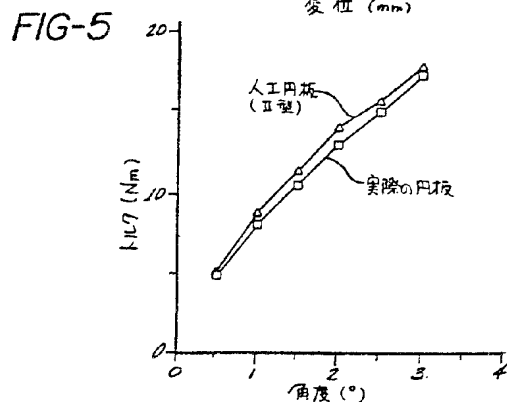
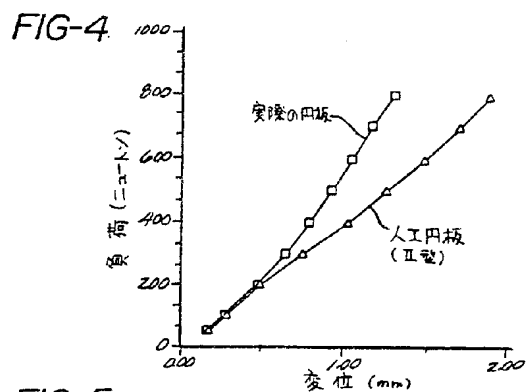
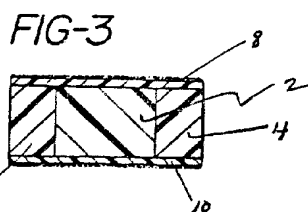
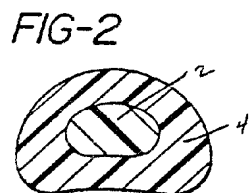
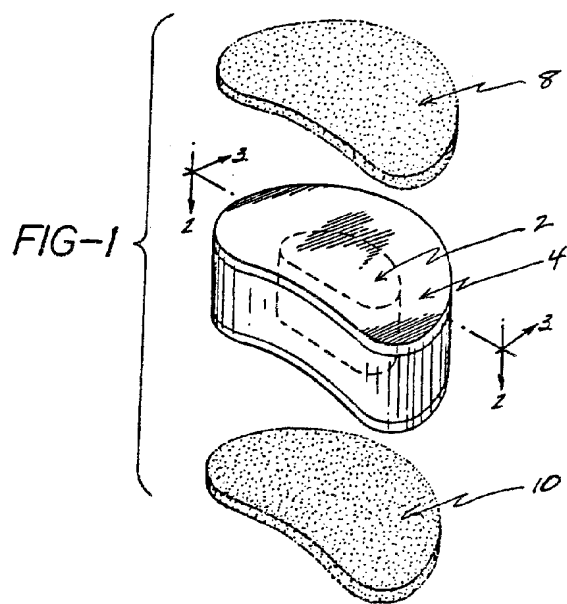
出願人 ラトガース ユニバーシティ

出願人 ユニバーシティ オブ メディシン
アンド デンティストリー オブ
ニュージャージー

代理人 弁理士 丸 山 敏

代理人 弁理士 丸 山 信





第1頁の続き

優先権主張

⑫発明者

③1989年7月24日③米国(U S)③382207

エリザベス エイチ.

アメリカ合衆国 08540 ニュージャージー, プリンストン・オールド ジョージタウン ロード 623

⑫発明者

ノシャー エー. ラングラナ

アメリカ合衆国 08691 ニュージャージー, ロビンズビル・ブルックフィールド ウェイ 19

⑫発明者

ジョン アール. パーソンス

アメリカ合衆国 08861 ニュージャージー, パース アンボイ・ハイ ストリート 185

⑫発明者

ケーシー ケー. リー

アメリカ合衆国 07078 ニュージャージー, ショートヒルズ・ロバート ドライブ 9

⑪出願人

ラトガース, ザ ステート ユニバーシティ オブ ニュージャージー

アメリカ合衆国 08855-1179 ニュージャージー, ビスカットアウェイ・ホーズ レイン 377 ビー. オー. ボックス 1179

⑪出願人

ユニバーシティ オブ メディシン アンド デンティストリー オブ ニュージャージー

アメリカ合衆国 07107-3007 ニュージャージー, ニューアーク・バーゲン ストリート 30 アドミニストレイティブ コンプレックス